

**PCT**  
 WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM  
 Internationales Büro  
 INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE  
 INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)



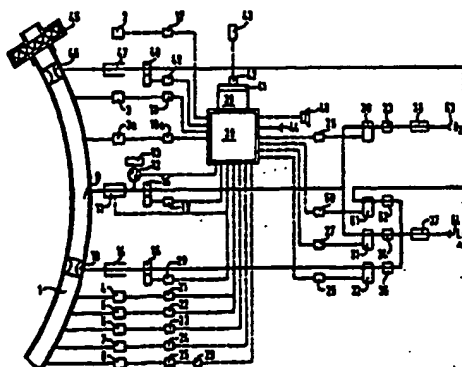
(51) Internationale Patentklassifikation <sup>6</sup> : <b>A61M 16/00</b>	<b>A1</b>	(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: <b>WO 95/28193</b>  (43) Internationales Veröffentlichungsdatum: <b>26. Oktober 1995 (26.10.95)</b>
(21) Internationales Aktenzeichen: <b>PCT/EP95/01368</b> (22) Internationales Anmeldedatum: <b>12. April 1995 (12.04.95)</b>  (30) Prioritätsdaten: <b>G 94 06 484.9 U    19. April 1994 (19.04.94)    DE</b>  (71)(72) Anmelder und Erfinder: <b>BÖSHERZ, Jakob (DE/DE); Erlenheim 44, D-94065 Waldkirchen (DE). BAUER, Heribert (DE/DE); Kellerweg 6, D-94065 Waldkirchen (DE).</b>  (74) Anwalt: <b>KUHNEN, WACKER &amp; PARTNER; Alois-Steinecker-Strasse 22, D-85354 Preising (DE).</b>		(81) Bestimmungsstaaten: <b>JP, US, europäisches Patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).</b>  Veröffentlicht <i>Mit internationalem Recherchenbericht.          Mit geänderten Ansprüchen.</i>

(54) Title: **RESPIRATOR, IN PARTICULAR FOR THE TREATMENT OF RESPIRATORY INSUFFICIENCY, AND A METHOD OF OPERATING SAID RESPIRATOR**

(54) Bezeichnung: **BEATMUNGSGERÄT, INSBESONDERE ZUR BEHANDLUNG VON ATEMINSUFFIZIENZEN, SOWIE VERFAHREN ZU DESSEN BETRIEB**

(57) Abstract

The proposed respirator comprises a respiration channel (1) which can connect with the patient, high-pressure gas inlet points (53, 54) for respiration gases, a control unit (38) for setting respiration parameters and a device (15, 19) for regulating the desired dose of the respiration gases. The proposed respirator is characterised by the fact that the respiration channel (1) of a Venturi tube has a region (10) of variable cross section or a variable nozzle below an injector nozzle (9). The Venturi tube (1) is bent in such a way that the inner cylinder of the variable nozzle (10) is substantially parallel to the outflow direction of the injector nozzle (9). The variable nozzle (10) is provided with a control unit for adjusting the nozzle cross section. A device in the form of a variable cross section screen (46) is mounted above the injector nozzle (9) to restrict the volume of ambient air drawn in. A sensor (5) for measuring the oxygen concentration in the expiratory gases is provided in the Venturi tube for oxygenation monitoring. The proportion of oxygen in the respiration gases is regulated by means of the screen (46) and by the relative opening times of two solenoid valves (30, 31). The respirator can be used for a variety of flow patterns and respirator techniques and combinations thereof.



#### (57) Zusammenfassung

Ein Beatmungsgerät mit einem mit dem Patienten verbindbaren Beatmungskanal (1), Hochdruckgasanschlüssen (53, 54) für Beatmungsgase, einer Steuereinrichtung (38) zum Festlegen von Beatmungsparametern und einer Einrichtung (15, 19) zur Dosierung der Beatmungsgase zeichnet sich dadurch aus, daß der Beatmungskanal (1) eines Venturi-Rohres einen Bereich (10) mit variablem Querschnitt oder einer Variordüse unterhalb einer Injektordüse (9) aufweist. Das Venturi-Rohr (1) ist derart gekrümmt, daß der innere Zylinder der Variordüse (10) im wesentlichen parallel zu der Ausströmrichtung der Injektordüse (9) liegt. Die Variordüse (10) ist mit einer Steuereinrichtung zur Querschnittsänderung der Düse versehen. Oberhalb der Injektordüse (9) ist eine Einrichtung in Form einer Blende (46) mit variablem Querschnitt angebracht, die die Menge der Raumluft, welche eingesaugt wird, begrenzt. Im Venturi-Rohr (1) ist ein Sensor (5) zur Messung der endexpiratorischen Sauerstoffkonzentration für die Oxygenationskontrolle angeordnet. Die Sauerstoffdosierung in den Beatmungsgasen erfolgt mittels der Blende (46) sowie durch das Verhältnis der Öffnungszeit zweier Magnetventile (30, 31). Das Beatmungsgerät kann eine Vielzahl von - auch untereinander kombinierbaren - Flowmustern und Beatmungsverfahren darstellen.

#### LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AT	Österreich	GA	Gabon	MR	Mauretanien
AU	Australien	GB	Vereinigtes Königreich	MW	Malawi
BB	Barbados	GE	Georgien	NE	Niger
BE	Belgien	GN	Guinea	NL	Niederlande
BF	Burkina Faso	GR	Griechenland	NO	Norwegen
BG	Bulgarien	HU	Ungarn	NZ	Neuseeland
BJ	Benin	IE	Irland	PL	Polen
BR	Brasilien	IT	Italien	PT	Portugal
BY	Belarus	JP	Japan	RO	Rumänien
CA	Kanada	KE	Kenya	RU	Russische Föderation
CF	Zentrale Afrikanische Republik	KG	Kirgisistan	SD	Sudan
CG	Kongo	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	SE	Schweden
CH	Schweiz	KR	Republik Korea	SI	Slowenien
CI	Côte d'Ivoire	KZ	Kasachstan	SK	Slowakei
CM	Kamerun	LI	Liechtenstein	SN	Senegal
CN	China	LK	Sri Lanka	TD	Tschad
CS	Tschechoslowakei	LU	Luxemburg	TG	Togo
CZ	Tschechische Republik	LV	Lettland	TJ	Tadschikistan
DE	Deutschland	MC	Monaco	TT	Trinidad und Tobago
DK	Dänemark	MD	Republik Moldau	UA	Ukraine
ES	Spanien	MG	Madagaskar	US	Vereinigte Staaten von Amerika
FI	Finnland	ML	Mali	UZ	Usbekistan
FR	Frankreich	MN	Mongolei	VN	Vietnam

**Beatmungsgerät, insbesondere zur Behandlung von Atem-  
Insuffizienzen, sowie Verfahren zu dessen Betrieb**

- 5 Die Erfindung betrifft ein Beatmungsgerät, sowie Verfahren zu dessen Betrieb.

Beatmungsgeräte üblicher Bauart weisen einen Preßgasanschluß, Magnetventile, Mikroprozessoren, eine Wasserpumpe,  
10 ein Venturi-Rohr, Sensoren und Alarmsysteme auf. Solche Beatmungsgeräte werden im Grund für Hochfrequenzbeatmung verwendet. Beispiele hierfür sind in der Literatur zu finden, z. B.: *"Lehrbuch der Anästhesiologie und Intensivmedizin"* Bd. 2, H. Benzer, H. Burchardi, R. Larsen, P.M. Suter 6.  
15 Aufl. S. 429. Damit ist aber eine Darstellung einer Vielzahl verschiedener Flow-Muster und Beatmungsformen nicht möglich, der Sauerstoffverbrauch ist hoch, die Durchführung von volumenkontrollierten Beatmungsformen ist erschwert.

- 20 Bekannt sind auch Beatmungsgeräte, die einen Preßgasanschluß, Stromwandler, Verstärker, einen Mikroprozessor und Beatmungsschläuche aufweisen. Solche Geräte werden zur Anwendung bekannter Standard-Flow-Muster verwendet. Ein Literaturbeispiel hierfür ist: *"Respiratoren in der klinischen*  
25 *Praxis"*, 2. Aufl., M. Dittmann, S. 203.

- Es ergibt sich jedoch bei diesen bekannten Beatmungsgeräten nach wie vor eine Vielzahl von Nachteilen und Einschränkungen, die im praktischen Betrieb zum Teil ganz gravierend sein können: die Versionen der Flow-Muster sind  
30 stark eingeschränkt bzw. begrenzt. Eine Durchführung von Hochfrequenzbeatmung und verschiedene Mischformen ist nicht möglich. Die Geräte können nicht fernbedient werden. Eine kontinuierliche endotracheale Medikamenteninstillation ist  
35 nicht vorgesehen.

Die bekannten Geräte haben auch ergonomische Nachteile, z. B. benötigen sie Demontage, Montage und Sterilisation der in- und exspiratorischen Kanäle und sie begrenzen den Zugang des Personals zum Patienten. Schließlich haben diese  
5 Geräte einen erheblichen Sauerstoffverbrauch.

Es ist daher Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Beatmungsgerät bzw. Verfahren zu dessen Betrieb zur Verfügung zu stellen, das beliebige Beatmungsformen und Flow-  
10 muster darstellen kann.

Die Lösung dieser Aufgabe erfolgt bezüglich des Beatmungsgerätes durch die Merkmale des Anspruchs 1 und bezüglich der Verfahren zu dessen Betrieb durch die Merkmale der  
15 Ansprüche 22 bis 27.

Genauer gesagt, ein Beatmungsgerät gemäß der vorliegenden Erfindung mit einem mit dem Patienten verbindbaren Beatmungskanal, Hochdruckgasanschlüssen für Beatmungsgase,  
20 einer Steuereinrichtung zum Festlegen von Beatmungsparametern und einer Einrichtung zur Dosierung der Beatmungsgase zeichnet sich dadurch aus, daß der Beatmungskanal in Form eines Venturi-Rohrs ausgebildet ist und einen Bereich mit variablem Querschnitt unterhalb einer Injektordüse auf-  
25 weist.

Das erfindungsgemäße Beatmungsgerät zeichnet sich durch eine Vielzahl von bisher in diesem Umfang nicht realisierbaren bzw. kombinierbaren Funktionen aus, nämlich unter an-  
30 derem:

Es kann im Modus "Autopilot" automatisch die jeweils optimalen Beatmungsparameter aufrecht erhalten. Es kann Diagnosen, Symptome, Laborwerte und andere Informationen  
35 berücksichtigen; einen Dialog mit dem behandelnden Arzt über eine Optimierung der Beatmung durchführen; es kann mit einer Fernbedienung versehen werden; es ist nicht notwen-

dig, daß es sterilisiert wird; es ist mit EKG synchronisierbar; es ermöglicht die Diagnose einiger pathologischer Prozesse in der Lunge, wie z. B. eines Bronchospasmus, einer Bronchusobstruktion sowie einer Verschleimung der Lunge; es ermöglicht kontinuierliche intratracheale Instillation von Medikamenten, Dampfbefeuchtung und Wärmung der Beatmungsgase; schaltet automatisch von spontaner Atmung auf assistierte, synchronisierte sowie kontrollierte Beatmung um und macht dies auch umgekehrt; es signalisiert die Notwendigkeit des Austausches der künstlichen Nase; es ermöglicht Beatmungsformen mit Hochfrequenz, Schaukel- und Pendelfrequenzen und Mischformen daraus; es ermöglicht variable Atemzugsvolumina bei gleichbleibendem Atemminutenvolumen; es ermöglicht die Verwendung von PEEP und CPAP während bestimmter Zeiträume der Expiration, pulsierenden PEEP und CPAP und die Regulierung des Widerstandes während der Inspiration bei Spontanatmung; es ermöglicht die Verwendung aller handelsüblichen Inhalatoren und Vernebler; und es ermöglicht eine erhebliche Sauerstoffeinsparung und die Verwendung von Sauerstoffgeneratoren.

Die vorliegende Erfindung umfaßt auch verschiedene Verfahren zum Betrieb des erfindungsgemäßen Beatmungsgerätes.

Demnach wird bei einem Verfahren zur Oxygenationskontrolle mit Hilfe eines Sensors die endexpiratorische Sauerstoffkonzentration im Beatmungskanal gemessen.

Bei einem Verfahren zur Sauerstoffdosierung in den Beatmungsgasen bei Konzentrationen des  $O_2$  von mehr als 50% wird mittels einer Blende und der Blende vorgeschalteten Regel- und Steuereinrichtungen die Einsaugung der Raumluft in das Venturi-Rohr bzw. den Beatmungskanal dosiert, und das Verhältnis der Öffnungszeit von zwei Magnetventilen ist während der inspiratorischen Phase beliebig regelbar, um das Sauerstoff/Luft-Verhältnis in einem weiten Bereich einzustellen (z.B.  $O_2$ /Luft von 0:1 bis 1:0).

Bei einem Verfahren zur Befeuchtung und Wärmung der Beatmungsgase wird impulsweise z.B. Bidistillatwasser mit Hilfe einer Einrichtung, die im wesentlichen aus einem Blitzverdampfer, einer Pumpe, einem Behälter und einem Computer aufgebaut ist, computergesteuert nach Menge und Temperatur in einem Hochdruckkanal verdampft und in eine Injektordüse verabreicht.

Bei einem weiteren Verfahren zur Linderung der Geräusche im Venturi-Rohr bzw. dem Beatmungskanal wird am distalen d. h. bezogen auf den Patienten körperfernen oder vom Körper abgewandten Ende des Beatmungskanales ein Filter-Befeuchter oder eine künstliche Nase angeschlossen.

Mit einem weiteren erfindungsgemäßen Verfahren lassen sich die Beatmungsdrücke und -volumina dosieren. Hierzu wird die Querschnittsweite der Variodüse während der Inspiration proportional zu der Flowsenkung verengt, der Ausgangsdruck im Venturirohr wird während der Inspiration um eine Differenz zum steigenden Atemwegedruck mehr als 0 mbar aufrechterhalten, und der positive endexpiratorische Druck (PEEP) wird mittels Verengung der Variodüse oder zusätzlich mit einem Gegenfluß aus der Injektordüse eingestellt.

Schließlich lassen sich mit Hilfe einer Tonfrequenzfiltration der Atemgeräusche, eines Geräuschesensors, eines Tonfrequenzfilters und des Computers die Betriebsparameter des Beatmungsgerätes auf einige pathologische Prozesse in der Lunge (wie z. B. Bronchospasmus, Verschleimung, Lungenödem usw.) einstellen.

Vorteilhafte Ausgestaltungsformen des Beatmungsgerätes sind Gegenstand der diesbezüglichen Unteransprüche.

So ist der Bereich mit variablem Querschnitt bevorzugt als Variodüse ausgebildet, welche einen Doppelzylinder mit

einem starren äußeren Zylinder und einen inneren elastischen und zur Mitte bewegbaren Zylinder aufweist, wobei die Verengung immer runden Querschnitt hat und einen dazwischenliegenden Raum aufweist. Weiterhin ist die Variodüse mit einer Steuereinrichtung zum Einbringen eines Druckes in den Raum zwischen den Zylindern versehen, welche ein Mikroventuri-Rohr, einen mikroelektropneumatischen Umwandler und einen Computer aufweist. Der Raum zwischen dem äußeren und dem inneren Zylinder der Variodüse steht über das Mikroventuri-Rohr mit der Umgebung in Verbindung.

Das Venturi-Rohr ist bevorzugt derart gekrümmt, daß der innere Zylinder der Variodüse im wesentlichen parallel zu der Ausströmrichtung der Injektordüse liegt.

Die Injektordüse ist mit einer der Dosiereinrichtungen und dem Computer verbunden, wobei die Dosiereinrichtung einen elektropneumatischen Umwandler für hohe Drücke aufweist.

Oberhalb der Injektordüse, d.h. in Richtung distales Ende des Beatmungskanales ist bevorzugt eine Einrichtung in Form einer Blende mit variablem Querschnitt angebracht, die die Menge der Raumluft, welche eingesaugt wird, begrenzt. Die Blende mit variablem Querschnitt oder Varioblende ist hierbei bevorzugt ein Doppelzylinder mit einem starren äußeren Zylinder, einem inneren elastischen und zur Mitte bewegbaren Zylinder und einen dazwischenliegenden Raum aufweist, wobei die Verengung des Innenlumens auch völlig verschließbar ist. Weiterhin ist die Varioblende mit einer Steuereinrichtung aus einem Mikroventuri-Rohr, einem mikroelektropneumatischen Umwandler und dem Computer zum Einbringen eines Druckes in den Raum zwischen den Zylindern verbunden.

Das erfindungsgemäße Beatmungsgerät erhält bevorzugt Signale und Betriebsparameteranzeigen von einer Mehrzahl

von Sensoren. So weist das Venturi-Rohr z. B. einen Geräuschesensor auf. Der Geräuschesensor hat mit einem Tonfrequenzfilter und dem Computer elektronische und mit dem Beatmungskanal pneumatische Verbindungen.

5

Das Venturi-Rohr kann auch besonders bevorzugt einen Sensor zur Messung der endexpiratorischen Sauerstoffkonzentration aufweisen.

10 Im Beatmungskanal oberhalb der Injektordüse ist bevorzugt ein Blitzwasserverdampfer vorgesehen.

Das distale Ende des Venturi-Rohres weist bevorzugt einen Schalldämpfer/Befeuchter/Gaswärmer auf.

15

Die Steuereinrichtung in Form des Computers umfaßt bevorzugt auch eine Fernbedienung, kombiniert mit einem Empfänger zur Bedienung und zur Informationsabfrage.

20 Der Computer fährt bevorzugt ein Computerprogramm für einen Dialog zur Optimierung der Atemhilfe und für Autopilotfunktionen.

25 Weitere Einzelheiten, Aspekte und Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung unter Bezugnahme auf die Zeichnung.

Es zeigt:

30 Fig. 1 ein schematisches Blockdiagramm einer Ausführungsform des erfindungsgemäßen Beatmungsgerätes;

Fig. 2 und Fig. 3 einige Beispiele für Druckkurven im Trachealtubus, die das erfindungsgemäße Beatmungsgerät darstellen kann;

35



Fig. 4 einige Beispiele der Verhältnisse zwischen dem Druck (Fluß) in der Injektordüse und der Querschnittsweite der Variodüse bei verschiedenen Flowmustern und Atemwegedrücken; und

5

Fig. 5 einen elektropneumatischen Umwandler und die Verhältnisse zwischen elektronischem Signal, das den Umwandler steuert und der Druckkurve am pneumatischen Ausgang des Umwandlers.

10

Fig. 1 zeigt eine Ausführungsform des erfindungsgemäßen Beatmungsgerätes mit einem Beatmungskanal 1 in Form eines sogenannten Venturi-Rohrs mit einem zur Umgebung hin offenen distalen, d.h. bezogen auf den Patienten körperfernen oder vom Körper abgewandten Ende mit einem Nasen-Schalldämpfer 45 und einem proximalen Ende, sowie mit Sensoren 2 bis 8, einer Injektordüse 9, einer Variodüse 10, einem Blitzverdampfer-Gaserwärmer 11, einer Wasserpumpe 12, einem Behälter 13, Mikroventuri-Rohren 14 und 47, einem elektropneumatischen Umwandler 15, mikroelektropneumatischen Umwandlern 16 und 48, Verstärkern 17 bis 28, sowie 49 und 50, einem Tonfrequenzfilter 29, Magnetventilen 30 bis 32 und 51, Druckminderern 33 bis 35 und 52, Filtern 36 und 37, einer zentralen Steuervorrichtung in Form eines Computers 38, einem Bildschirm 39, einem Alarmsystem 40, einer Bedienungstastatur 41, einem Fernbedienungssensor-Sender 42, einem Fernbedienungs-Empfänger 43, einem EKG-Eingang 44 und einer Varioblende 46. Die Sensoren 2 bis 8 umfassen Drucksensoren 3, 3a und 4, einen endexpiratorischen Sauerstoffkonzentrationssensor 5, einen Kohlendioxidsensor 6, einen Temperatursensor 7, einen Geräuschesensor 8 und einen Sauerstoffsättigungssensor 2. Weiterhin vorgesehen ist ein Tonfrequenzfilter 29.

35

In Fig. 1 sind mit gestrichelten Linien pneumatische Verbindungen dargestellt und mit durchgezogenen Linien elektrische oder elektronische Verbindungen.

Konkreter Aufbau bzw. Typ, genaue Betriebsparameter und Funktions- oder Wirkungsweisen des Venturi-Rohrs 1, der Sensoren 2 bis 8, der Injektordüse 9, der Variodüse 10, des Blitzverdampfer-Gaserwärmers 11, der Wasserpumpe 12, des Behälters 13, der Mikroventuri-Rohre 14 und 47, des elektropneumatischen Umwandlers 15, der mikroelektropneumatischen Umwandler 16 und 48, der Verstärker 17 bis 28, 49 und 50, des Tonfrequenzfilters 29, der Magnetventile 30 bis 32 und 51, der Druckminderer 33 bis 35 und 52, der Filter 36 und 37, des Computers 38, des Bildschirms 39, des Alarmsystems 40, der Bedienungstastatur 41, der Fernbedienungseinrichtung, des EKG-Eingangs 44, des Nasen-Schalldämpfers 45, der Varioblende 46 und des Tonfrequenzfilters 29 sind dem Fachmann auf diesem Gebiet entweder geläufig, oder es erfolgt in der nachfolgenden Beschreibung noch eine genauere Spezifikation und/oder Erläuterung.

Nachfolgend sollen - weiterhin unter Bezugnahme auf die Zeichnung - die Funktionen des erfindungsgemäßen Beatmungsgerätes näher erläutert werden.

Zunächst soll kurz auf die wesentlichen Funktionen der einzelnen Elemente oder Komponenten eingegangen werden:

25

Der Fluß (Druck) in der Injektordüse 9 bestimmt die Atemvolumina. Die Ausströmrichtung aus der Injektordüse ist hierbei im wesentlichen senkrecht zu einer Ebene, welche von der Querschnittsfläche der Variodüse 10 definiert wird. Weiterhin weist der Beatmungskanal 1 die aus Fig. ersichtliche Krümmung derart auf, daß die Mündung der Injektordüse 9 in die Mitte der Querschnittsfläche der Variodüse zielt. Somit wird die Variodüse 10 in einer Richtung durchströmt, welche im wesentlichen parallel zur Ausströmrichtung der Injektordüse 9 liegt.

Die Querschnittsweite der Variodüse 10 bestimmt die Drücke bei Beatmung, verhindert die Flußumkehr im Venturi-Rohr 1 und kann bei Messung der Lungenresistance und Compliance völlig geschlossen werden.

5

Die Sauerstoffversorgung der Lunge wird mittels Änderung der Öffnungszeitverhältnisse während der Inspiration durch die Magnetventile 30 und 31 aufrechterhalten und nach der endexpiratorischen Sauerstoffkonzentration - gemessen vom Sensor 5 - eingestellt. Außerdem kann bei Beatmung mit erheblichen Sauerstoffkonzentrationen über 50% die Varioblende 46 benutzt werden, die bei Verengung die Menge der eingesaugten Raumluft während der Inspiration begrenzt oder völlig verhindert. Die Blende 46 wird mit Hilfe des Mikroventurirohres 47 und des computergesteuerten mikroelektropneumatischen Umwandlers 48 verengt oder erweitert.

Die inspiratorischen Beatmungsgase werden mit Hilfe einer computergesteuerten Einrichtung aus Wasserpumpe 12 und Blitzverdampfer 11 befeuchtet und erwärmt.

Die Funktionen der einzelnen Sensoren sind wie folgt: die Drucksensoren 3, 3a und 4 messen die Drücke, Druckdifferenzen (Volumina), Lungenresistance und Compliance und signalisieren die Notwendigkeit des Austausches des künstlichen Nasen-Schalldämpfers 45. Die endexpiratorische Sauerstoffkonzentration in den Beatmungsgasen wird mit Hilfe des Sensors 5 gemessen, die Kohlendioxidkonzentration mit Hilfe des Sensors 6. Die Temperatur der Gase wird mit dem Sensor 7 gemessen. Der Geräuschesensor 8 und der Tonfrequenzfilter 29 erkennen Geräusche, die für Spastik, Verschleimung der Lunge und andere pathologische Prozesse in den Atemwegen kennzeichnend sind.

Alle Funktionen des Gerätes werden über den Computer 38 gesteuert. Ein beliebiger Abschnitt einer beliebigen Atemkurve, dargestellt auf dem Bildschirm 39, kann mit Hilfe

der Bedienungstastatur 41 oder der Fernbedienung 43 zur Optimierung der Beatmung ausgewählt und geändert werden. Informationen können auch in einer Entfernung vom Gerät mit Hilfe des Empfängers der Fernbedienung abgefragt werden.

- 5 Dies kann auch vollautomatisch erfolgen im Modus "Autopilot". Außerdem gestatten verschiedene Programme die Durchführung eines Dialogs mit dem Beatmungsgerät zur Optimierung der Beatmung und Behandlung der respiratorischen Insuffizienz.

10

Nachfolgend erfolgt eine genauere Erläuterung der Arbeitsweise und der Funktionen des erfindungsgemäßen Beatmungsgerätes:

- 15 Der Flow im proximalen Ende des Venturi-Rohres ist von folgenden Faktoren abhängig:

- a) Druck (Flußgeschwindigkeit) in der Injektordüse 9;
- b) Querschnittsweite der variablen Verengung oder Variodüse 10; und
- 20 c) Compliance der Lunge bzw. Atemwege.

Da der Widerstand der Atemwege am Ende der Inspiration steigt, wird die Flußgeschwindigkeit in der Injektordüse 9  
25 gesenkt und die Querschnittsweite der Variodüse 10 verengt. So kann der Flow mittels Druckveränderung in der Injektordüse 9 und Querschnittsweite der Verengung der Variodüse 10 (bei bekannter Compliance, die vorher gemessen wird) bestimmt werden.

30

Wichtig ist die Druckdifferenz während der Expiration zwischen den Drucksensoren 3 und 3a, welche am distalen Ende des Venturi-Rohres 1 angeordnet sind, wodurch der Rechner oder Computer 38 das expiratorische Volumen bestimmt.  
35 Da das erfindungsgemäße Beatmungsgerät keine Beatmungsschläuche, Ventile und potentiellen Undichtigkeitsstellen hat, ist das in- und expiratorische Volumen immer gleich.

Deshalb braucht das inspiratorische Volumen nicht gemessen werden.

Die Funktionen der variablen Verengung oder Variodüse  
5 10 umfassen im wesentlichen:

- a) Anpassung des Flows mittels Änderung der inspiratorischen Druckleistung des Venturi-Rohres 1;
- b) Stabilisierung des Atemwegdruckes bei Flowänderung  
10 infolge von Complianceänderungen;
- c) Dosierung des Widerstandes während der Expiration und während der Inspiration bei Spontanatmung;
- d) Vermeidung der Flußumkehr (Änderung der Richtung) im Venturi-Rohr 1 für den Fall, daß der Widerstand der Atemwege die inspiratorische Druckleistung des Venturi-Rohres 1  
15 erreichen kann;
- e) Einsparung des Druckgasverbrauchs;
- f) Erhöhung der Triggerempfindlichkeit; und
- g) Anpassung des Flows an Alter und Gewicht des Patienten.  
20 ten.

Die Funktionen der Blende 46 lassen sich im wesentlichen wie folgt angeben:

- 25 a) Begrenzung der Raumlufteinsaugung und damit Erhöhung der  $FiO_2$ ;
- b) Messung der Parameter der Atemmechanik; und
- c) endinspiratorische Pause.

30 Die Funktionen der einzelnen Sensoren sind wie folgt:

Der Sensor 2 wird an der Haut des Patienten befestigt und kontrolliert die Sättigung des Blutes mit Sauerstoff. Die Sensoren 3 und 3a kontrollieren die Druckdifferenz im  
35 Venturi-Rohr 1 während der Expiration zur Berechnung des expiratorischen Volumens. Außerdem mißt der Sensor 3 während der Expiration den Druck (Widerstand) zwischen den

Atemwegen und der Nase 45 und signalisiert bei Anstieg des Druckes die Notwendigkeit, die Nase auszutauschen. Der Sensor 4 kontrolliert während der Beatmung die Drücke in den Atemwegen. Die Sensoren 5 und 6 messen die Sauerstoff- und Kohlendioxidkonzentration am Ende der Expiration und können an beliebiger Stelle des Venturi-Rohres 1 angeordnet werden (aber je näher zum Patient, desto präziser die Werte). Der Sensor 7 mißt die Temperatur der Gase während der Inspiration und muß möglichst weit von der Injektordüse entfernt sein, weil von der Injektordüse Gas mit erhöhter Temperatur eingeblasen wird, das sich mit der Raumluft mischt und in die Atemwege verabreicht wird. Der Geräuschesensor 8 (z.B. ein Mikrophon) sollte möglichst nahe am Patienten angeordnet werden, um Geräusche aus den Atemwegen zu empfangen.

Während der Expiration mit PEEP (positiver endexpiratorischer Druck) wird der Widerstand der Ausatmung durch Verengung der Variodüse 10 und (bei Bedarf) zusätzlich durch Gegenfluß aus der Injektordüse 9 erreicht. Während der Expiration ohne PEEP ist die Variodüse maximal geöffnet.

Die Flußgeschwindigkeit in der Injektordüse 9 ergibt sich als Funktion des elektropneumatischen Umwandlers und der Steuereinrichtung bzw. des Computers 38, die bzw. der alle Werte der Sensoren berücksichtigt.

Die Querschnittsweite der Verengung 10 ergibt sich als Funktion des Mikroinjektors 14, des mikroelektropneumatischen Umwandlers 16 und der Steuereinrichtung bzw. des Computers 38, die bzw. der alle Werte der Sensoren berücksichtigt.

Mit Verengung des Querschnitts 10 steigt die Druckleistung des Venturi-Rohres 1. Mit Erhöhung der Flußgeschwindigkeit in der Injektordüse 9 steigt der Flow.

Änderungen des Querschnittes 10 des Venturi-Rohres 1 und der Flußgeschwindigkeit in der Injektordüse 9 gestatten es, beliebige Flowmuster darzustellen und den Flow während 5 beliebiger Zeitabschnitte des Atemzyklusses zu senken, zu erhöhen oder konstant zu lassen, wie dies in Fig. 4 exemplarisch dargestellt ist.

Der passive Befeuchter/Schalldämpfer 45 vermindert die 10 Gaswärmeverluste, die Gasfeuchtigkeitsverluste und reduziert die Geräusche des Venturi-Rohres 1.

Der aktive Blitz-Gaserwärmer 11 verdampft das mit entsprechender Geschwindigkeit mit Hilfe der Wasserpumpe 12 15 verabreichte Wasser, z. B. Bidestillatwasser und befeuchtet und erwärmt somit die inspiratorischen Gase.

In Fig. 2 und 3 sind Beispiele von Atemwegedruckkurven während der Beatmung dargestellt:

20

- a - volumenkontrollierte Beatmung;
- b - inspiratorisches Plateau;
- c - Inversed Ratio Ventilatio (IRV);
- d - PEEP (positiver endexpiratorischer Druck);
- 25 e - pulsierender PEEP (Hochfrequenz-PEEP) und ein Seufzer;
- f - PEEP mit schaukelnden hohen Frequenzen;
- g - hochfrequenzmodulierte Inspiration;
- h - schaukelfrequenzmodulierte Inspiration;
- 30 i - Mischform von üblicher Beatmung mit Hochfrequenzoszillationen;
- j - wie i, aber mit Schaukelhochfrequenzen;
- k - deszendierender und aszendierender PEEP;
- l - HFB mit fixierter Frequenz;
- 35 m - HFB mit bradypnoischen Inspirationen;
- n - HFB mit Pausen;
- o - HFB mit bradypnoischer, HF-modulierten Inspiratio-

nen; und

p - Pendelfrequenzbeatmung mit instabilen Atemzugvolumina bei gleichbleibendem Minutenvolumen.

5 Die Graphik in Fig. 4 zeigt einige Beispiele der Verhältnisse zwischen dem Druck (Fluß) in der Injektordüse 9 und der Querschnittsweite der Variodüse 10 bei verschiedenen Flowmustern und Atemwegedrücken. Hierbei sind:

10 P mbar : der Druck in den Atemwegen,  
Flow l/sec: Flow in den Atemwegen,  
Pi atü : der Druck in der Injektordüse 9, und  
Q mm : Querschnittsweite der Variodüse 10 in mm.

15 Die P/Flow/Pi/Q-Verhältnisse sind in Fig. 4 dargestellt als bei I bei üblicher volumenkontrollierter Beatmung; bei II mit PEEP (positivem endexpiratorischem Druck); und bei III als Mischformen mit Hochfrequenzoszillationen während des ganzen Atemzyklusses.

20

Unter Bezug auf Fig. 5 erfolgt nun eine Beschreibung der elektropneumatischen Umwandler 15, 16 und 48.

25 Die elektropneumatischen Umwandler 15, 16 und 48 sind Einrichtungen, die an den Hochdruckkanälen angeordnet sind und zur Umwandlung beliebiger elektrischer Kurven bzw. Signalverläufe, die im Computer 38 generiert werden, in eine entsprechende Druckkurve geeignet sind. In dem in Fig. 5 unteren Diagramm ist eine Strom/Druckkurve dargestellt, wobei J<sub>A</sub> der Strom in der Spule des Umwandlers ist und P<sub>bar</sub> der Druck am Ausgang des Umwandlers ist.

35 Der elektropneumatische Umwandler 15, 16 bzw. 48 besteht gemäß der Darstellung von Fig. 5 aus einer Magnetspule 70, 71, in deren Magnetfeld ein Stäbchen 72 mit einer seitlichen Öffnung 73 leicht bewegbar ist, und zwar variabel nach Frequenz, Amplitude und zeitlichem Intervall. Um



die Trägheit des Stäbchens 72 zu vermindern, ist das Stäbchen 72 aus einem leichten Werkstoff gemacht und oben und unten mit Federn 74 und 75 aufgehängt, oder auf einem gespannten Seidenfaden aufgehängt. Die seitliche Öffnung 73

5 Öffnet bei Bewegung mehr oder weniger den Hochdruckkanal 76, der quer über der Magnetspulenkapsel 77 liegt. Ein Elektromagnetventil 30, 31, 32, oder 51 vor oder nach dem Stäbchen 72 schließt bei Bedarf den Fluß im Hochdruckkanal 76, um einen positiven endexpiratorischen Druck in den

10 Atemwegen des Patienten zu verhindern.

Insoweit zusammenfassend ist unter anderem erfindungswesentlich, daß

15 zur Oxygenationskontrolle mit Hilfe des Sensors 5 die endexpiratorische Sauerstoffkonzentration im Beatmungskanal gemessen wird;

zur Sauerstoffdosierung in den Beatmungsgasen bei Konzentrationen des O<sub>2</sub> von mehr als 50% mittels der Varioblende 46 die Einsaugung der Raumluft ins Venturi-Rohr dosiert

20 begrenzt wird, und das Verhältnis der Öffnungszeit der Magnetventile 30 und 31 während der inspiratorischen Phase beliebig geregelt wird; und

25

zur Dosierung der Beatmungsdrücke und Volumina

- die Querschnittsweite der Variodüse 10 im Venturi-Rohr 1 während der Inspiration proportional zu der Flowsenkung verengt wird;

30 - der Ausgangsdruck im Venturi-Rohr 1 während der Inspiration um eine Differenz zum steigenden Atemwegedruck mehr als 0 mbar aufrechterhalten wird; und

- der positive endexpiratorische Druck (PEEP) mit Verengung der Variodüse 10 oder zusätzlich mit einem Gegenfluß

35 aus der Injektordüse 9 eingestellt wird.

## Patentansprüche

1. Beatmungsgerät mit:
- 5        einem mit dem Patienten verbindbaren Beatmungskanal  
      (1) mit einem proximalen und einem distalen Ende;  
      Hochdruckgasanschlüssen (53, 54) für Beatmungsgase;  
      einer Steuereinrichtung (38) zum Festlegen von Beat-  
      mungsparametern; und
- 10       einer Einrichtung (15, 19) zur Dosierung der Beat-  
      mungsgase,
- dadurch gekennzeichnet,
- 15       daß der Beatmungskanal (1) eines Venturi-Rohres einen  
      Bereich (10) mit variablem Querschnitt unterhalb einer  
      Injektordüse (9) aufweist.
2. Beatmungsgerät nach Anspruch 1 dadurch gekennzeich-  
20       net, daß der Bereich (10) mit variablem Querschnitt als Va-  
      riodüse ausgebildet ist, welche einen Doppelzylinder mit  
      einem starren äußeren Zylinder und einen inneren elasti-  
      schen und zur Mitte bewegbaren Zylinder aufweist, wobei die  
      Verengung immer runden Querschnitt hat und einen dazwi-  
25       schenliegenden Raum aufweist.
3. Beatmungsgerät nach Anspruch 1 oder 2, dadurch ge-  
      kennzeichnet, daß das Venturi-Rohr (1) derart gekrümmt ist,  
      daß der innere Zylinder der Variodüse (10) im wesentlichen  
30       parallel zu der Ausströmrichtung der Injektordüse (9)  
      liegt.
4. Beatmungsgerät nach Anspruch 1, 2 oder 3, dadurch  
      gekennzeichnet, daß die Variodüse (10) mit einer Steuerein-  
35       richtung zum Einbringen eines Druckes in den Raum zwischen  
      den Zylindern versehen ist, welche ein Mikroventuri-Rohr

(14), einen mikroelektropneumatischen Umwandler (16) und einen Computer (38) aufweist.

5 5. Beatmungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Raum zwischen dem äußeren und dem inneren Zylinder der Variodüse (10) über das Mikroventuri-Rohr (14) mit der Umgebung in Verbindung steht.

10 6. Beatmungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, daß der Raum zwischen dem äußeren und inneren Zylinder der Variodüse (10) über einen mikroelektropneumatischen Wandler (16) mit dem Hochdruckgasanschluß (54) verbunden ist.

15

7. Beatmungsgerät nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß der mikroelektropneumatische Wandler (16) über ein Ventil (32) mit dem Hochdruckgasanschluß (54) verbunden ist.

20

8. Beatmungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Injektordüse (9) mit der Dosiereinrichtung (15) und dem Computer (38) verbunden ist.

25

9. Beatmungsgerät nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Dosiereinrichtung (15) einen elektropneumatischen Umwandler für hohe Drücke aufweist.

30

10. Beatmungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß oberhalb der Injektordüse (9) in Richtung distales Ende des Venturi-Rohres (10) eine Einrichtung in Form einer Blende (46) mit variablem Querschnitt angebracht ist, die die Menge der Raumluft, welche eingesaugt wird,

35 begrenzt.

11. Beatmungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Blende (46) mit variablem Querschnitt einen Doppelzylinder mit einem starren äußeren Zylinder, einem inneren elastischen und zur Mitte bewegbaren Zylinder und einen dazwischenliegenden Raum aufweist, wobei die Verengung des Innenlumens auch völlig verschließbar ist.

12. Beatmungsgerät nach Anspruch 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Varioblende (46) mit einer Steuereinrichtung aus einem Mikroventuri-Rohr (47), einem mikroelektropneumatischen Umwandler (48) und dem Computer (38) zum Einbringen eines Druckes in den Raum zwischen den Zylindern verbunden ist.

15

13. Beatmungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Venturi-Rohr (1) einen Geräuschesensor (8) aufweist.

20

14. Beatmungsgerät nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß der Geräuschesensor (8) mit einem Tonfrequenzfilter (29) und dem Computer (38) elektronische und mit dem Beatmungskanal (1) pneumatische Verbindungen aufweist.

25

15. Beatmungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Venturi-Rohr (1) einen Sensor (5) zur Messung der endexpiratorischen Sauerstoffkonzentration aufweist.

30

16. Beatmungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß es im Hochdruckkanal oberhalb der Injektordüse (9) einen Blitzwasserverdampfer (11) aufweist.

35

17. Beatmungsgerät nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, daß der Blitzwasserverdampfer (11) Fluidverbin-

dungen zu einer Wasserpumpe (12), pneumatische Verbindungen zur Injektordüse (9) und zum elektropneumatischen Umwandler (15), sowie elektronische zum Computer (38) aufweist.

5        18. Beatmungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das distale Ende des Venturi-Rohres (1) einen Schalldämpfer/Befeuchter/Gaswärmer (45) aufweist.

10       19. Beatmungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung in Form des Computers (38) eine Fernbedienung, kombiniert mit einem Empfänger (43), aufweist.

15       20. Beatmungsgerät nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß die Fernbedienung (43) mit der Steuereinrichtung (38) Sende/Empfangsverbindungen zur Bedienung und zur Informationsabfrage aufweist.

20       21. Beatmungsgerät nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß der Computer (38) ein Computerprogramm für einen Dialog zur Optimierung der Atemhilfe und für Autopilotfunktion aufweist.

25       22. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes, insbesondere eines Beatmungsgerätes nach einem der Ansprüche 1 bis 21, wobei zur Oxygenationskontrolle mit Hilfe eines Sensors (5) die endexpiratorische Sauerstoffkonzentration im Beatmungskanal (1) gemessen wird.

30

23. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes, insbesondere eines Beatmungsgerätes nach einem der Ansprüche 1 bis 21, wobei zur Sauerstoffdosierung in den Beatmungsgasen bei Konzentrationen des O<sub>2</sub> von mehr als 50% mittels einer  
35    Blende (46) und Steuer-/Kontrolleinrichtungen (47, 48, 49, 50, 51, 52, 38) die Einsaugung der Raumluft ins Venturi-Rohr dosiert begrenzt wird, und das Verhältnis der

Öffnungszeit zweier Magnetventile (30, 31) während der inspiratorischen Phase beliebig geregelt wird.

24. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes, insbesondere eines Beatmungsgerätes nach einem der Ansprüche 1 bis 21, wobei impulsweise z. B. Bidistillatwasser mittels einer Einrichtung aus einem Blitzverdampfer (11), einer Pumpe (12), einem Behälter (13) und einem Computer (38) computergesteuert nach Menge und Temperatur im Hochdruckkanal verdampft und in die Injektordüse (9) verabreicht wird.

25. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes, insbesondere eines Beatmungsgerätes nach einem der Ansprüche 1 bis 21, wobei zur Linderung der Geräusche im Venturi-Rohr (1) am distalen Ende des Rohres (1) ein Filter-Befeuchter oder eine künstliche Nase (45) angeschlossen wird.

26. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes, insbesondere eines Beatmungsgerätes nach einem der Ansprüche 1 bis 21, wobei zur Dosierung der Beatmungsdrücke und Volumina

- die Querschnittsweite einer Variodüse (10) im Venturi-Rohr (1) während der Inspiration proportional zu der Flowsenkung verengt wird;
- der Ausgangsdruck im Venturi-Rohr (1) während der Inspiration um eine Differenz zum steigenden Atemwegedruck mehr als 0 mbar aufrechterhalten wird; und
- der positive endexpiratorische Druck (PEEP) mit Verengung der Variodüse (10) oder zusätzlich mit einem Gegenfluß aus der Injektordüse (9) eingestellt wird.

27. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes, insbesondere eines Beatmungsgerätes nach einem der Ansprüche 1 bis 21, wobei zum Erkennen einiger pathologischer Prozesse in der Lunge eine Tonfrequenzfiltration der Atemgeräusche mittels eines Geräuschesensors (8), eines Tonfrequenzfilters (29) und des Computers (38) durchgeführt wird.

## GEÄNDERTE ANSPRÜCHE

[beim Internationalen Büro am 02. Oktober 1995 (02.10.95) eingegangen, ursprüngliche Ansprüche 7, 8, 14 und 27 gestrichen; ursprüngliche Ansprüche 2-4 und 6 geändert; ursprünglicher Anspruch 5 unverändert; ursprünglicher Anspruch 10 durch neuen Anspruch 1 ersetzt; ursprüngliche Ansprüche 9, 13, 15-17, 19-21 und 23-25 umnummeriert in neue Ansprüche 7, 10, 11-13, 15-17 und 19-21 (5 Seiten)]

## 1. Beatmungsgerät mit:

5

einem mit dem Patienten verbindbaren Beatmungskanal  
(1) mit einem proximalen und einem distalen Ende;  
Hochdruckgasanschlüssen (53, 54) für Beatmungsgase;  
einer Steuereinrichtung (38) zum Festlegen von Beat-  
mungsparametern; und  
einer Einrichtung (15, 19) zur Dosierung der Beat-  
mungsgase,

10

dadurch gekennzeichnet,

15

daß der Beatmungskanal (1) eines Venturi-Rohres eine  
Variodüse (10) mit von außen steuerbarem variablem Quer-  
schnitt unterhalb einer Injektordüse (9) und eine Vari-  
oblende (46) mit variablem Querschnitt oberhalb einer In-  
jektordüse (9), welche die Menge der eingesaugten Raumluft  
begrenzt, aufweist.

20

2. Beatmungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekenn-  
zeichnet, daß die Variodüse (10) einen starren äußeren Zy-  
linder und einen inneren elastischen und zur Mitte bewegba-  
ren Zylinder mit einem dazwischen liegenden Raum und ein  
Mikroventuri-Rohr (14), das am äußeren starren Zylinder an-  
geordnet ist, aufweist.

25

3. Beatmungsgerät nach Anspruch 1 oder 2, dadurch ge-  
kennzeichnet, daß das Venturi-Rohr (1) derart gekrümmt ist,  
und die Variodüse (10) so gerichtet ist, daß der innere Zy-  
linder der Variodüse (10) im wesentlichen parallel zu der  
Ausströmrichtung der Injektordüse (9) liegt.

30

35

4. Beatmungsgerät nach Anspruch 1, 2 oder 3, dadurch  
gekennzeichnet, daß die Variodüse (10) mit einer Steuerein-

richtung zum Einbringen eines Druckes in den Raum zwischen den Zylindern versehen ist, welche das Mikroventuri-Rohr (14), einen mikroelektropneumatischen Umwandler (16) und einen Computer (38) aufweist..

5

5. Beatmungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Raum zwischen dem äußeren und dem inneren Zylinder der Variodüse (10) über das Mikroventuri-Rohr (14) mit der Umgebung in Verbindung steht.

10

6. Beatmungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Raum zwischen dem äußeren und inneren Zylinder der Variodüse (10) über einen mikroelektropneumatischen Wandler (16) mit dem Hochdruckgasanschluß (54) verbunden ist.

15

7. Beatmungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Dosiereinrichtung (15) einen elektropneumatischen Umwandler für hohe Drücke aufweist.

20

8. Beatmungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Varioblende (46) einen starren äußeren Zylinder, einen inneren elastischen und zur Mitte bewegbaren Zylinder und einen dazwischen liegenden Raum aufweist, wobei die Verengungen des Innenlumens auch völlig verschließbar ist, sowie ein Mikroventuri-Rohr (47) aufweist, das am äußeren starren Zylinder angeordnet ist.

25  
30

9. Beatmungsgerät nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Varioblende (46) mit einer Steuereinrichtung mit dem Mikroventuri-Rohr (47), einem mikroelektropneumatischen Umwandler (48) und dem Computer (38) zum Einbringen eines Druckes in den Raum zwischen den Zylindern verbunden ist.

35



10. Beatmungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Venturi-Rohr (1) einen Geräuschesensor (8) aufweist.
- 5        11. Beatmungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Venturi-Rohr (1) einen Sensor (5) zur Messung der endexpiratorischen Sauerstoffkonzentration aufweist.
- 10       12. Beatmungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß es im Hochdruckkanal oberhalb der Injektordüse (9) einen Blitzwasserverdampfer (11) aufweist.
- 15       13. Beatmungsgerät nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß der Blitzwasserverdampfer (11) Fluidverbindungen zu einer Wasserpumpe (12), pneumatische Verbindungen zur Injektordüse (9) und zum elektropneumatischen Umwandler (15), sowie elektronische zum Computer (38) aufweist.
- 20       14. Beatmungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das distale Ende des Venturi-Rohrs (1) einen Schalldämpfer (45) aufweist.
- 25       15. Beatmungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung in Form des Computers (38) eine Fernbedienung, kombiniert mit einem Empfänger (43), aufweist.
- 30       16. Beatmungsgerät nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Fernbedienung (43) mit der Steuereinrichtung (38) Sende/Empfangsverbindungen zur Bedienung und zur Informationsabfrage aufweist.
- 35       17. Beatmungsgerät nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß der Computer (38) ein Computerprogramm für

einen Dialog zur Optimierung der Atemhilfe und für Autopilotfunktion aufweist.

18. Verfahren zum Betrieb eines Atmungsgerätes, insbesondere eines Beatmungsgerätes nach einem der Ansprüche 1 bis 17, wobei zur Oxigenationskontrolle mit Hilfe eines Sensors (5) die endexpiratorische Sauerstoffkonzentration im Beatmungskanal (1) gemessen wird.

19. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes, insbesondere eines Beatmungsgerätes nach einem der Ansprüche 1 bis 17, wobei zur Sauerstoffdosierung in den Beatmungsgasen bei Konzentrationen des O<sub>2</sub> von mehr als 50 % mittels einer Blende (46) und Steuer/Kontrolleinrichtungen (47, 48, 49, 50, 51, 52, 38) die Einsaugung der Raumluft ins Venturi-Rohr dosiert begrenzt wird, und das Verhältnis der Öffnungszeit zweier Magnetventile (30, 31) während der inspiratorischen Phase beliebig geregelt wird.

20. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes, insbesondere eines Beatmungsgerätes nach einem der Ansprüche 1 bis 17, wobei impulsweise z. B. Bidistillatwasser mittels einer Einrichtung aus einem Blitzverdampfer (11), einer Pumpe (12), einem Behälter (13) und einem Computer (38) computergesteuert nach Menge und Temperatur im Hochdruckkanal verdampft und in die Injektordüse (9) verabreicht wird.

21. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes, insbesondere eines Beatmungsgerätes nach einem der Ansprüche 1 bis 17, wobei zur Linderung der Geräusche im Venturi-Rohr (1) am distalen Ende des Rohres (1) ein Filter-Befeuchter oder eine künstliche Nase (45) angeschlossen wird.

22. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes, insbesondere eines Beatmungsgerätes nach einem der Ansprüche 1 bis 17, wobei zur Dosierung der Beatmungsdrücke und Volumina

- die Querschnittsweite einer Variodüse (10) im Venturi-Rohr (1) während der Inspiration proportional zu der Flow-senkung in den Atemwegen des Patienten verengt wird;
- der Ausgangsdruck im Venturi-Rohr (1) während der Inspi-  
5 ration um eine Differenz zum steigenden Atemwegdruck mehr  
als 0 mbar aufrechterhalten wird; und
- der positive endexpiratorische Druck (PEEP) mit einer  
Kombination von Verengung der Variodüse (10) und einem Ge-  
genfluß aus der Injektordüse (9) eingestellt wird.

10

1/5

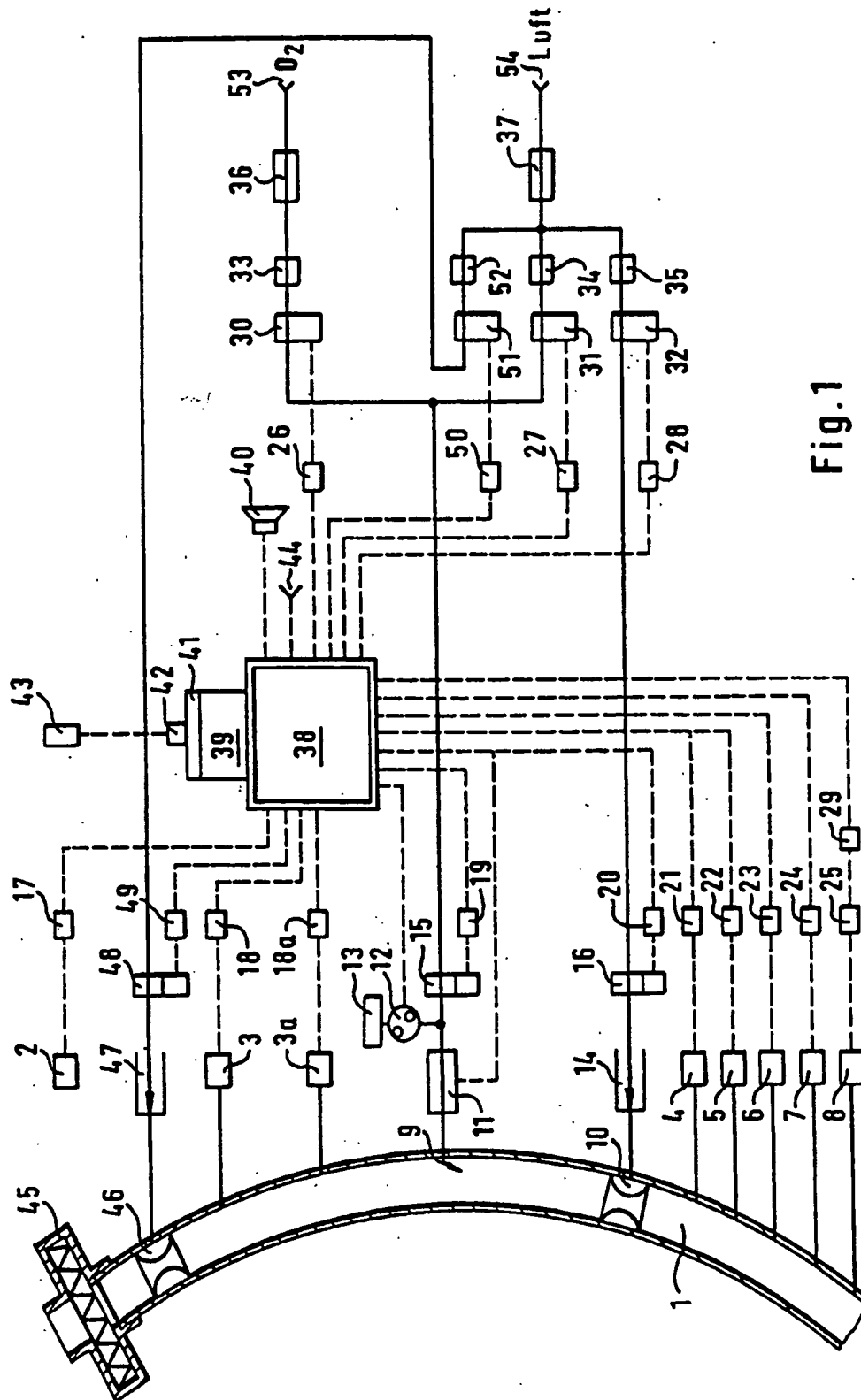


Fig.1

2/5

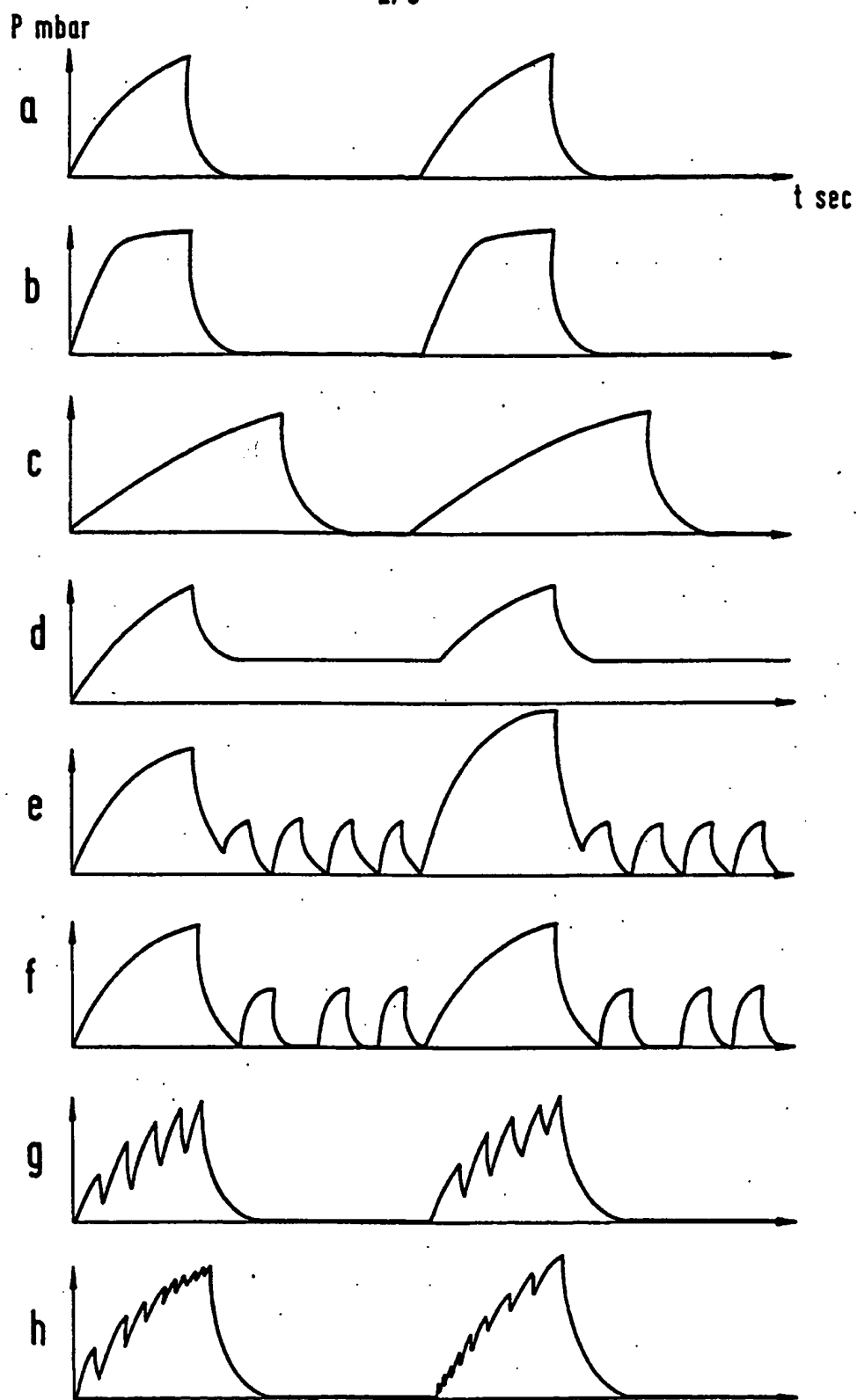


Fig.2

3/5

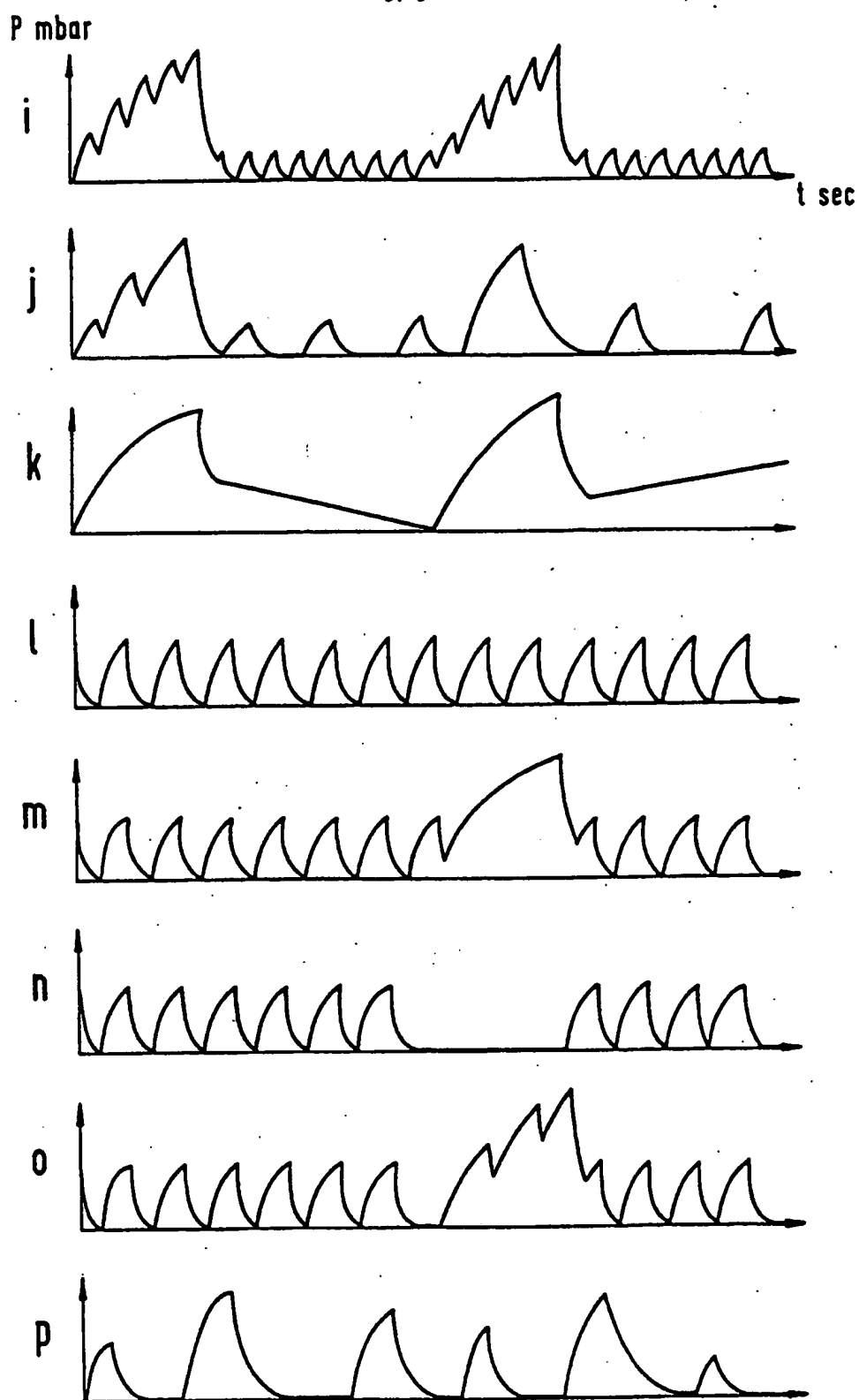


Fig. 3

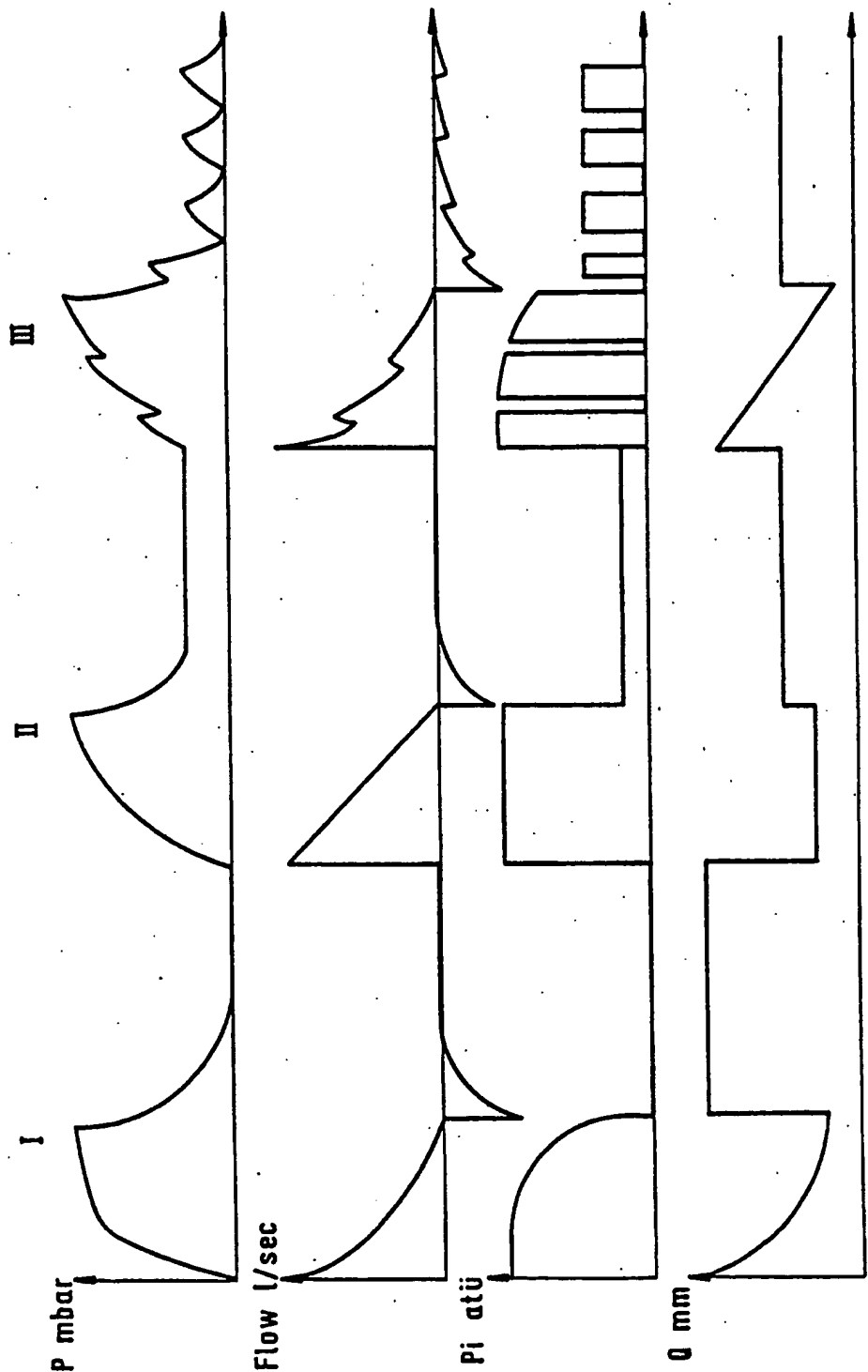


Fig. 4

5/5

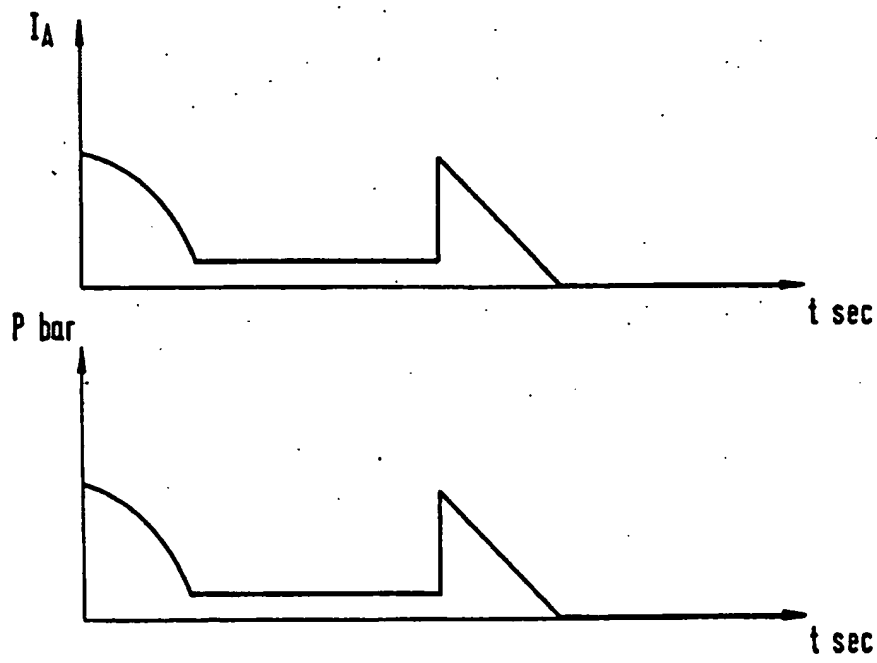
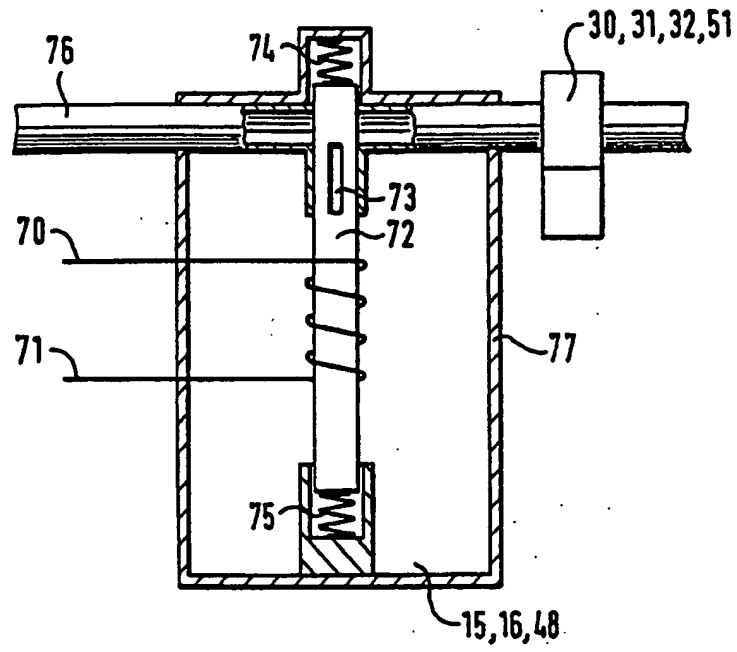


Fig.5



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/EP 95/01368

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
IPC 6 A61M16/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
IPC 6 A61M

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US,A,5 050 593 (POON CHI-SANG) 24 September 1991	1-3,5,8
Y	see abstract; figures 1,2	4,6,7, 9-11, 13-19, 22-27
	see column 3, line 13 - line 56 ---	
Y	EP,A,0 459 647 (PURITAN BENNETT CORP) 4 December 1991	4,6,7,9
A	see abstract; figure 1 see column 3, line 51 - column 4, line 19 see column 5, line 44 - column 6, line 12 ---	12
Y	WO,A,93 21982 (UNIV NEW YORK) 11 November 1993	10,11
A	see abstract; figures 6,7 see page 6, line 16 - page 7, line 27 ---	12
	--- -/--	

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

\* Special categories of cited documents :

- \*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- \*E\* earlier document but published on or after the international filing date
- \*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- \*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- \*P\* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- \*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- \*X\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- \*Y\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- \*Z\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

20 July 1995

Date of mailing of the international search report

31.07.95

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2220 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Zeinstra, H

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int. .onal Application No

PCT/EP 95/01368

C(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO,A,92 11054 (PURITAN BENNETT CORP) 9 July 1992 see abstract; claims 55-58; figures 16,17 ---	13,14,27
Y	US,A,4 986 268 (TEHRANI FLEUR T) 22 January 1991 see abstract; figure 1 see column 2, line 55 - column 3, line 31 ---	15,22
Y	WO,A,93 00952 (MANGUM BARRY O ;RIGGS JOHN H (US)) 21 January 1993 see abstract; figure 1 see page 9, line 22 - page 11, line 14 ---	16,17,24
Y	EP,A,0 413 127 (LANG VOLKER) 20 February 1991 see abstract; figure 1 see column 2, line 25 - line 53 see column 4, line 3 - column 5, line 5 ---	18,25
Y	WO,A,93 08857 (RESPIRONICS INC) 13 May 1993 see abstract; figure 5 see page 29, line 27 - page 30, line 3 ---	19 20,21
Y	FR,A,2 407 020 (MEDICAS MANUF) 25 May 1979 see page 1, line 38 - page 2, line 16; claims 1-4; figures ---	23
Y	EP,A,0 245 142 (BOUSSIGNAC GEORGES ;LABRUNE JEAN CLAUDE (FR)) 11 November 1987 see abstract; figures see page 5, line 1 - page 9, line 7 ---	26 3,5
A	GB,A,2 033 759 (DRAEGERWERK AG) 29 May 1980 see abstract; figures 1,2 see page 2, line 81 - page 3, line 21 -----	1,3,5

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Int. Appl. No.

PCT/EP 95/01368

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US-A-5050593	24-09-91	AT-T- 110971	15-09-94
		DE-D- 69103894	13-10-94
		DE-T- 69103894	04-05-95
		EP-A- 0532578	24-03-93
		WO-A- 9118638	12-12-91
EP-A-0459647	04-12-91	US-A- 5161525	10-11-92
		JP-A- 4231067	19-08-92
		US-A- 5390666	21-02-95
WO-A-9321982	11-11-93	US-A- 5335654	09-08-94
		AU-B- 4240593	29-11-93
		CA-A- 2134242	11-11-93
		DE-T- 639088	29-06-95
		EP-A- 0639088	22-02-95
		JP-T- 7504347	18-05-95
WO-A-9211054	09-07-92	US-A- 5134995	04-08-92
		AU-A- 8215491	22-07-92
		CA-A- 2097502	22-06-92
		EP-A- 0563044	06-10-93
		JP-T- 6503484	21-04-94
		US-A- 5259373	09-11-93
US-A-4986268	22-01-91	NONE	
WO-A-9300952	21-01-93	US-A- 5277175	11-01-94
		AU-A- 2318192	11-02-93
		CA-A- 2113159	21-01-93
		JP-T- 6507814	08-09-94
EP-A-0413127	20-02-91	DE-A- 4001773	31-01-91
		CA-A- 2021750	25-01-91
		DE-D- 59003132	25-11-93
		ES-T- 2044332	01-01-94
		JP-A- 3170166	23-07-91
		US-A- 5109471	28-04-92
WO-A-9308857	13-05-93	US-A- 5239995	31-08-93
		AU-B- 660340	22-06-95

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/EP 95/01368

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO-A-9308857		AU-A- 2926892	07-06-93
		CA-A- 2122590	13-05-93
		EP-A- 0610405	17-08-94
FR-A-2407020	25-05-79	CH-A- 637032	15-07-83
		DE-A- 2835624	03-05-79
		GB-A, B 2006629	10-05-79
		NL-A- 7807664	01-05-79
		SE-A- 7808081	27-04-79
EP-A-0245142	11-11-87	FR-A- 2597754	30-10-87
		FR-A- 2608054	17-06-88
		JP-A- 62261370	13-11-87
GB-A-2033759	29-05-80	DE-A- 2847681	08-05-80
		AT-B- 382316	10-02-87
		CH-A- 643461	15-06-84
		FR-A, B 2440743	06-06-80
		SE-B- 430848	19-12-83
		SE-A- 7909072	04-05-80
		US-A- 4270530	02-06-81

## INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Abkürzungszeichen

PCT/EP 95/01368

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES  
IPK 6 A61M16/00

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

## B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoß (Klassifikationssystem und Klassifikations symbole)

IPK 6 A61M

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoß gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

## C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US,A,5 050 593 (POON CHI-SANG) 24. September 1991	1-3,5,8
Y	siehe Zusammenfassung; Abbildungen 1,2	4,6,7, 9-11, 13-19, 22-27
	siehe Spalte 3, Zeile 13 - Zeile 56 ---	
Y	EP,A,0 459 647 (PURITAN BENNETT CORP) 4. Dezember 1991	4,6,7,9
A	siehe Zusammenfassung; Abbildung 1 siehe Spalte 3, Zeile 51 - Spalte 4, Zeile 19 siehe Spalte 5, Zeile 44 - Spalte 6, Zeile 12 ---	12
	--- --/--	



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

\* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" Älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung, die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung, die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"a" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

20. Juli 1995

Abschließdatum des internationalen Recherchenberichts

31. 07. 95

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde  
Europäisches Patentamt, P.B. 3818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Beamteter

Zeinsträ, H

## C(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	WO,A,93 21982 (UNIV NEW YORK) 11.November 1993	10,11
A	siehe Zusammenfassung; Abbildungen 6,7 siehe Seite 6, Zeile 16 - Seite 7, Zeile 27	12
Y	WO,A,92 11054 (PURITAN BENNETT CORP) 9.Juli 1992 siehe Zusammenfassung; Ansprüche 55-58; Abbildungen 16,17	13,14,27
Y	US,A,4 986 268 (TEHRANI FLEUR T) 22.Januar 1991 siehe Zusammenfassung; Abbildung 1 siehe Spalte 2, Zeile 55 - Spalte 3, Zeile 31	15,22
Y	WO,A,93 00952 (MANGUM BARRY O ;RIGGS JOHN H (US)) 21.Januar 1993 siehe Zusammenfassung; Abbildung 1 siehe Seite 9, Zeile 22 - Seite 11, Zeile 14	16,17,24
Y	EP,A,0 413 127 (LANG VOLKER) 20.Februar 1991 siehe Zusammenfassung; Abbildung 1 siehe Spalte 2, Zeile 25 - Zeile 53 siehe Spalte 4, Zeile 3 - Spalte 5, Zeile 5	18,25
Y	WO,A,93 08857 (RESPIRONICS INC) 13.Mai 1993	19
A	siehe Zusammenfassung; Abbildung 5 siehe Seite 29, Zeile 27 - Seite 30, Zeile 3	20,21
Y	FR,A,2 407 020 (MEDICAS MANUF) 25.Mai 1979 siehe Seite 1, Zeile 38 - Seite 2, Zeile 16; Ansprüche 1-4; Abbildungen	23
Y	EP,A,0 245 142 (BOUSSIGNAC GEORGES ;LABRUNE JEAN CLAUDE (FR)) 11.November 1987	26
A	siehe Zusammenfassung; Abbildungen siehe Seite 5, Zeile 1 - Seite 9, Zeile 7	3,5
A	GB,A,2 033 759 (DRAEGERWERK AG) 29.Mai 1980 siehe Zusammenfassung; Abbildungen 1,2 siehe Seite 2, Zeile 81 - Seite 3, Zeile 21	1,3,5

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP 95/01368

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US-A-5050593	24-09-91	AT-T- 110971	15-09-94
		DE-D- 69103894	13-10-94
		DE-T- 69103894	04-05-95
		EP-A- 0532578	24-03-93
		WO-A- 9118638	12-12-91
EP-A-0459647	04-12-91	US-A- 5161525	10-11-92
		JP-A- 4231067	19-08-92
		US-A- 5390666	21-02-95
WO-A-9321982	11-11-93	US-A- 5335654	09-08-94
		AU-B- 4240593	29-11-93
		CA-A- 2134242	11-11-93
		DE-T- 639088	29-06-95
		EP-A- 0639088	22-02-95
		JP-T- 7504347	18-05-95
WO-A-9211054	09-07-92	US-A- 5134995	04-08-92
		AU-A- 8215491	22-07-92
		CA-A- 2097502	22-06-92
		EP-A- 0563044	06-10-93
		JP-T- 6503484	21-04-94
		US-A- 5259373	09-11-93
US-A-4986268	22-01-91	KEINE	
WO-A-9300952	21-01-93	US-A- 5277175	11-01-94
		AU-A- 2318192	11-02-93
		CA-A- 2113159	21-01-93
		JP-T- 6507814	08-09-94
EP-A-0413127	20-02-91	DE-A- 4001773	31-01-91
		CA-A- 2021750	25-01-91
		DE-D- 59003132	25-11-93
		ES-T- 2044332	01-01-94
		JP-A- 3170166	23-07-91
		US-A- 5109471	28-04-92
WO-A-9308857	13-05-93	US-A- 5239995	31-08-93
		AU-B- 660340	22-06-95

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Abkürzungszeichen

PCT/EP 95/01368

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO-A-9308857		AU-A- 2926892	07-06-93
		CA-A- 2122590	13-05-93
		EP-A- 0610405	17-08-94
-----			
FR-A-2407020	25-05-79	CH-A- 637032	15-07-83
		DE-A- 2835624	03-05-79
		GB-A, B 2006629	10-05-79
		NL-A- 7807664	01-05-79
		SE-A- 7808081	27-04-79
-----			
EP-A-0245142	11-11-87	FR-A- 2597754	30-10-87
		FR-A- 2608054	17-06-88
		JP-A- 62261370	13-11-87
-----			
GB-A-2033759	29-05-80	DE-A- 2847681	08-05-80
		AT-B- 382316	10-02-87
		CH-A- 643461	15-06-84
		FR-A, B 2440743	06-06-80
		SE-B- 430848	19-12-83
		SE-A- 7909072	04-05-80
		US-A- 4270530	02-06-81
-----			



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**